

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 103 15 574.0

Anmeldetag: 05. April 2003

Anmelder/Inhaber: Universität Zürich, Zürich/CH;
ETH Zürich, Zürich/CH.

Bezeichnung: Vorrichtung zur Messung des Blutflusses in
einem Organ

IPC: A 61 B, H 04 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 18. März 2004
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
im Auftrag

Stanschus

1
05.04.2003

Universität Zürich
ETH Zürich

1651/58-DE

VORRICHTUNG ZUR MESSUNG DES BLUTFLUSSES IN EINEM ORGAN

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Messung des Blutflusses in einem Organ mit Hilfe eines injizierten Indikators.

5

Vorrichtungen zur Messung des Blutflusses in einem Organ, insbesondere des cerebralen Blutflusses (CBF), mit Hilfe eines injizierten, weitgehend inerten Indikators sind seit langem bekannt und teilweise auch im klinischen Einsatz. Auf älteren Verfahren, wie etwa der Xenon-Dilutionstechnik (Obrist, W. D., Thompson, H.

10 K., Wang, H. S., and Wilkinson, W. E. 1975. *Regional cerebral blood flow estimated by 133-xenon inhalation.* Stroke 6: 245-256), basierende Vorrichtungen sind oft schwierig technisch umsetzbar und erweisen sich im Einsatz als zeitaufwendig. In jüngerer Zeit haben vor allem Technologien an Bedeutung gewonnen, welche die Nahinfrarotspektroskopie (NIRS) in Verbindung mit Indocyaningrün (ICG) als Indikator 15 einsetzen, um die cerebrale Durchblutung zu untersuchen bzw. zu überwachen.

In aller Regel erfordert der Einsatz derartiger Vorrichtungen die invasive Messung der Eingangsfunktion, d.h. der arteriellen Konzentration des Indikators über die Zeit. Dabei finden beispielsweise arterielle Faseroptikkatheter Verwendung.

20

In jüngster Zeit wurde auch die Anwendung nichtinvasiver Meßmethoden zur Überwachung der Gehirndurchblutung vorgeschlagen (Keller, E., Wolf, M., Martin, M., Fandino, J. and Yonekawa Y 2001. *Estimation of cerebral oxygenation and hemodynamics in cerebral vasospasm using indocyaninegreen (ICG) dye dilution and near infrared spectroscopy (NIRS).* A case report. J. Neurosurg. Anesthesiol. 13: 43-48). Dabei werden Optoden am Kopf angebracht, welche als Sender bzw. Empfänger der

nahinfraroten Strahlung fungieren, mittels welcher die Indikatorkonzentration im cerebralen Gefäßsystem bestimmt wird. Die zur Auswertung verwendeten Algorithmen sind in der Literatur beschrieben (Keller, E., Nadler, A., Imhof, H.-G., Niederer, P., Roth, P. and Yonekawa Y. 2002. *New Methods for Monitoring Cerebral Oxygenation and Hemodynamics in Patients with Subarachnoid Hemorrhage*. Acta Neurochir. [Suppl.]82: 87-92).

Ein wesentliches Problem herkömmlicher NIRS-Vorrichtungen besteht darin, daß deren Auswerteeinheiten mit einer gewissen Ungenauigkeit arbeiten, welche darauf beruht, daß bei der Auswertung bisher von der vereinfachenden Annahme ausgegangen wird, während des ersten Anstiegs des Eingangssignals (der sogenannten "rise time") finde kein Abfluß des Indikators aus dem untersuchten System statt. Die Genauigkeit der im Rahmen der Auswertung gelieferten Ergebnisse hängt somit entscheidend von der Schärfe des ersten Peaks des Meßsignals nach der Indikatorgabe ab. Da sich aus einleuchtenden praktischen Gründen die Injektion des Indikators nicht in beliebig kurzer Zeit und nicht beliebig nah am Meßort realisieren läßt, war die Abhängigkeit der Qualität der Meßergebnisse von der Schärfe des ersten Peaks des Meßsignals nach der Indikatorgabe bisher als prinzipbedingt hinzunehmen.

Alternative Meßmethoden, wie etwa die Positronenemissionstomographie (PET), die Einzelphotonenemissionscomputertomographie (SPECT) oder die perfusionsgewichtete magnetische Resonanzspektroskopie, sind nur mittels äußerst kostspieliger Vorrichtungen technisch umsetzbar und erfordern im Einsatz den mitunter beträchtliche Risiken bergenden Transport des betreffenden Patienten zu der Meßeinheit; d.h. die entsprechenden Vorrichtungen lassen sich nicht als sogenannte "bedside"-Apparaturen am Patientenbett einsetzen.

Eine wesentliche Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, eine Vorrichtung zu schaffen, mit welcher sich höhere Genauigkeiten bei der Bestimmung des Blutflusses in einem Organ, insbesondere des cerebralen Blutflusses, erzielen lassen. Insbesondere soll die Genauigkeit des Auswerteergebnisses weniger stark von den Randbedingungen, d.h. insbesondere von der Ausführung der Indikatorinjektion abhängen. Ferner soll die zu schaffende Vorrichtung nicht-invasiv einsetzbar und mit vertretbarem technischen Aufwand realisierbar sein.

Gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung wird diese Aufgabenstellung mit einer Vorrichtung nach Anspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen der erfindungsgemäßen Vorrichtung sind in den Ansprüchen 2 bis 12 beschrieben.

5 Einer der Vorteile der vorliegenden Erfindung besteht darin, daß die Schärfe des ersten Peaks des Meßsignals nach Indikatorgabe – für den Fachmann völlig überraschend – nicht mehr entscheidend für die Genauigkeit der erzielbaren Ergebnisse ist, da die Auswerteeinheit aufgrund ihrer erfindungsgemäßen programmtechnischen Einrichtung den Abfluß von Indikator aus dem Organ während des ersten Anstiegs des
10 Eingangssignals mitberücksichtigt.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand eines Ausführungsbeispiels unter Zuhilfenahme der zugehörigen schematischen Zeichnungen näher erläutert. Dabei zeigt

15 Fig. 1 schematisch die wichtigsten Komponenten der beschriebenen Ausführungsform zur Bestimmung des cerebralen Blutflusses eines Patienten und

Fig. 2 ein Schema des in der Auswerteeinheit programmtechnisch implementierten Ablaufs der Ermittlung des cerebralen Blutflusses aus dem Eingangssignal.

20

Die in Fig. 1 schematisch dargestellte erfindungsgemäße Vorrichtung dient der Bestimmung des cerebralen Blutflusses eines Patienten, beispielsweise eines Intensivpatienten in der Neurochirurgie. Am Kopf 1 des Patienten sind mittels eines (nicht dargestellten) elastischen Bandes eine erste Optode 2 und eine zweite Optode 3 in
25 einem zueinander optimierten Abstand befestigt. Eine Strahlungsquelle (nicht dargestellt) zum Aussenden nahinfraroter Strahlung in das cerebrale Gewebe des Patienten ist entweder in der ersten Optode 2 selbst angeordnet, oder aber separat von dieser, beispielsweise in einem gemeinsamen Gehäuse mit der Auswerteeinheit 4, wobei die nahinfrarote Strahlung in letzterem Fall mittels eines Lichtleiters zur
30 ersten Optode 2 geführt und dort emittiert wird. Die Wellenlänge der emittierten Strahlung und der verwendete Indikator müssen aufeinander abgestimmt sein. Für den üblicherweise verwendeten Indikator Indocyaningrün ist eine Wellenlänge von etwa 805 nm (jedenfalls aber im Bereich zwischen 780 und 910 nm) ideal. Die Intensität des am Ort der zweiten Optode 3 aus dem cerebralen Gewebe austretenden Anteils der

infraroten Strahlung wird von dieser detektiert und an die Auswerteeinheit 4 übermittelt.

Abhängig von der Konzentration an dem Patienten injizierten Indikator im cerebralen

5 Gewebe ist dieser Strahlungsanteil höher oder niedriger. Die auf das cerebrale Gewebe bezogene Indikatorkonzentration hängt ab von der Indikatorkonzentration im das Gewebe durchströmenden Blut sowie von der Menge des das Gewebe durchströmenden Blutes. Letztere ändert sich periodisch mit dem Herzschlag, weshalb das erhaltene Intensitätssignal einen pulsatilen, d.h. periodisch schwankenden Anteil aufweist. Dem

10 pulsatilen Anteil des Intensitätssignals ist ein nicht-pulsatiler Anteil überlagert.

Die Indikatorkonzentration im das Gewebe durchströmenden Blut ändert sich über die Zeit dadurch, daß das aus dem cerebralen Gewebe abfließende Blut eine andere Konzentration aufweist als das zufließende Blut. Mitverantwortlich für diesen

15 Konzentrationsunterschied ist die Verteilungskinetik des Indikators im cerebralen Gefäßsystem. Die Indikatorkonzentration in rezirkuliertem (erneut zufließendem) Blut ist zum einen bestimmt durch die Verteilungskinetik des Indikators im Gesamtkreislauf, zum anderen durch Abbau des Indikators in der Leber.

20 Die Auswerteeinheit 4 ist programmtechnisch zur Durchführung der in Fig. 2 in Form einer Flowchart aufgeführten und im folgenden erläuterten Auswertungsschritte eingerichtet.

Aus dem Intensitätssignal wird die optische Dichte OD als negativer dekadischer

25 Logarithmus der Transmission gebildet. Transmission wird hierbei als Quotient aus der Intensität der detektierten nahinfraroten Strahlung und der Intensität der emittierten nahinfraroten Strahlung verstanden (und nicht im streng physikalischen Sinn, da die detektierte Strahlung gestreute und reflektierte Anteile aufweist).

30 Die (zeitabhängige) optische Dichte, welche im wesentlichen proportional zur Indikator-Konzentration im Gewebe ist, wird in ihren pulsatilen und ihren nicht-pulsatilen Anteil aufgeteilt.

Aus dem nicht-pulsatilen Anteil wird iterativ eine der arteriellen Eingangsfunktion des Gehirns entsprechende Zuflußfunktion $i(t)$ bestimmt. Der Ablauf der Iteration ist im linken Ast des in Fig. 2 abgebildeten Schemas dargestellt. Als Startparameter wird eine geeignete mittlere Transitzeit mtt , beispielsweise $mtt=7s$, gewählt. Die mittlere

5 Transitzeit mtt wird manchmal auch als "Durchlaufzeit" bezeichnet und ist eine charakteristische Verweilzeit, welche der Zeit entspricht, welche ein Volumenelement im Mittel benötigt, um das betrachtete System zu durchlaufen.

In einem Initialisierungsschritt werden die Zeitvariable t , sowie für den Bereich $t < 0$

10 10 die Zuflußfunktion $i(t)$ und die zugehörige Abflußfunktion $o(t)$ auf null gesetzt.

Die Zuflußfunktion $i(t)$ beschreibt den von der zufließenden Blutmenge herrührenden Anteil der Konzentrationsänderung des Indikators im cerebralen Gewebe, die Abflußfunktion $o(t)$ den von der abfließenden Blutmenge herrührenden Anteil der

15 Konzentrationsänderung des Indikators im cerebralen Gewebe. Der Zeitpunkt unmittelbar nach der Indikatorinjektion ist $t=0$.

Jeder Iterationsschritt beinhaltet die schrittweise Berechnung einer Näherung der Zuflußfunktion $i(t)$ und einer Näherung der Abflußfunktion $o(t)$ sowie die Berechnung

20 einer Näherung der Transportfunktion $g(t)$, so daß mit dem m -ten Iterationsschritt die m -te Näherung der Zuflußfunktion $i(t)$, der Abflußfunktion $o(t)$ und der Transportfunktion $g(t)$ berechnet wird (m sei die Zählvariable). In einem Rechenschritt wird der Wert der Zuflußfunktion für den Zeitpunkt t gemäß der Bilanzgleichung

25
$$i(t) = \frac{d}{dt} (C_{\text{Gewebe}}(t)) + o(t - t_k)$$

berechnet. Darin ist t_k ein konstantes, kleines Zeitintervall, so daß für $o(t-t_k)$ der Wert der Abflußfunktion zum Zeitpunkt $t-t_k$ einzusetzen ist. Der Ausdruck $\frac{d}{dt} (C_{\text{Gewebe}}(t))$ drückt die Änderung der auf das cerebrale Gewebe bezogenen

30 Indikatorkonzentration aus.

Im Rahmen der iterativen Berechnung der Zuflußfunktion sind aufgrund einer später erfolgenden Skalierung mittels Absolutwerten des pulsatilen Signalanteils zunächst nur relative Funktionswerte erforderlich. Daher wird für die Konzentration $C_{\text{Gewebe}}(t)$ die

optische Dichte $OD(t)$ verwendet. Ferner wird der Ausdruck $d/dt (CGewebe(t))$ linearisiert, so daß der obige Rechenschritt in der Form

$$i(t) = OD(t) - OD(t - tk) + o(t - tk)$$

5 implementiert ist.

Im nächsten Schritt wird für die Berechnung des Wertes der Abflußfunktion zum Zeitpunkt t das Faltungsintegral $o(t) = i(t) * g(t)$ mit der Transportfunktion $g(t)$ angesetzt. Die Transportfunktion ist nach einem der üblichen, beispielsweise bei Hoeft, 10 A., Schorn, B., Weyland, A., Scholz, M., Buhre, W., Stepanek, E., Allen, S. J., and Sonntag, H., 1994. *Bedside assessment of intravascular volume status in patients undergoing coronary bypass surgery*. Anesthesiology 81: 76-86 veröffentlichten Ansätze gebildet und hängt von der mittleren Transitzeit mtt ab. Ein geeigneter Ansatz ist:

15

$$g(t) = \frac{1}{\sqrt{2 \cdot \pi \cdot \sigma^2 \cdot t}} \cdot e^{-\left(\ln \frac{t}{mtt} + \frac{\sigma^2}{2}\right)}$$

Darin ist σ ein für das System aufgrund von Erfahrungswerten gewählter, konstanter 20 Parameter (der im Grunde die Breite einer angenommenen Verweilzeitverteilung beschreibt).

In einem nächsten Schritt wird die Zeitvariable t um das Inkrement tk erhöht. Ist t kleiner als ein Endwert $t2$, so wird die Schleife beginnend mit dem Berechnungsschritt 25

$$i(t) = OD(t) - OD(t - tk) + o(t - tk)$$

erneut durchlaufen.

Hat t den Endwert $t2$ dagegen überschritten, so wird im nächsten Schritt geprüft, ob die 30 erhaltenen Funktionsverläufe der Zuflußfunktion $i(t)$ und der Abflußfunktion $o(t)$ plausibel sind. Als Plausibilitätskriterium (d.h. Abbruchkriterium der Iteration) kann dienen, daß weder die Zuflußfunktion $i(t)$ noch die Abflußfunktion $o(t)$ Werte kleiner einem Schwellenwert aufweisen. Dieser Schwellenwert ist geeigneterweise

größer oder gleich 0 zu wählen. Ferner kann das Plausibilitätskriterium beinhalten, daß die Zuflußfunktion $i(t)$ als Summe einer endlichen Zahl von Funktionen darstellbar ist, welche der Form der Transportfunktion $g(t)$ ähnlich sind.

5 Sind die Funktionsverläufe der Zuflußfunktion $i(t)$ und der Abflußfunktion $o(t)$ nicht plausibel, so wird die mittlere Transitzeit mtt durch geeignete Erhöhung oder Erniedrigung um ein Inkrement angepaßt und ein weiterer Iterationsschritt ausgeführt, welcher wiederum mit dem Initialisierungsschritt beginnt und wie dargestellt abläuft.

10

 Sind die Funktionsverläufe der Zuflußfunktion $i(t)$ und der Abflußfunktion $o(t)$ dagegen plausibel, so wird die Iteration abgebrochen und mit dem erhaltenen Funktionsverlauf von $i(t)$ sowie dem erhaltenen Wert der mittlere Transitzeit mtt weiter verfahren, wie unten beschrieben.

15

Ebenfalls aus dem nicht-pulsatilen Anteil des Zeitverlaufs der optischen Dichte OD wird die Indikatorkonzentration im Gewebe bestimmt, wie im rechten Ast des in Fig. 2 abgebildeten Schemas dargestellt. Hierfür wird in einem Intervall von $t_1 > 0$ bis t_2 der nicht-pulsatile Anteil des Zeitverlaufs der optischen Dichte OD mittels Regression 20 durch eine Exponentialfunktion nachgebildet und diese bis zum Zeitpunkt $t=0$ rückextrapoliert. Der Zeitpunkt t_2 ist so gewählt, daß eine vollständige Durchmischung des Indikators mit dem Blut gewährleistet ist, d.h. kein auf Rezirkulation beruhender Konzentrations-Peak mehr feststellbar ist. Ferner wird der Wert des nicht-pulsatilen Anteils im Bereich $t < 0$, d.h. $OD(t < 0)$ bestimmt.

25

In einem nächsten Schritt erfolgt die eigentliche Berechnung der auf das Gewebe bezogenen Indikatorkonzentration unmittelbar nach der Indikatorinjektion C_{Gewebe} nach der Formel

$$C_{Gewebe} = [OD(t \rightarrow 0) - OD(t < 0)] / \alpha_{CG}$$

30

wobei α_{CG} der Absorptionskoeffizient des Indikators ist, und $OD(t \rightarrow 0)$ dem Wert der optischen Dichte OD aus dem rückextrapolierten Funktionsverlauf für t gegen 0 entspricht.

Zur Berücksichtigung des pulsatilen Anteils implementierte Auswertungsschritte sind in dem mittleren Ast der Figur 2 aufgeführt. An den pulsatilen Anteil des Zeitverlaufs der optischen Dichte OD wird eine Hüllkurve angepaßt. Ferner wird die Amplitude AOD(t<0), das heißt die Amplitude des pulsatilen Anteils der optischen Dichte für t<0 bestimmt.

Mit aus dem pulsatilen Signalanteil gewonnenen absoluten Werten aus einem Bereich, in welchem die Amplitude groß und daher weniger anfällig gegen Verrauschen ist (beispielsweise für t von 0 bis 60s), wird die zuvor iterativ ermittelte Zuflußfunktion $i(t)$ skaliert, etwa durch Minimierung der Summe der Differenzquadrate $[i(t) - AOD(t)]^2$. Dies führt letztlich zu einer höheren Genauigkeit, denn während aus direkter Messung gewonnene Werte für größere t aufgrund geringerer Indikatorkonzentrationen zunehmend verrauscht sind, beschreibt $i(t)$ die Abnahme der Indikatorkonzentration im Blut auch für große t gut.

Ausgehend von einem Zeitintervall von $t_{1a}>0$ bis t_{2a} , in welchem sich der Indikator bereits gut im System verteilt hat (d.h. mit hinreichend großen t_{1a} und t_{2a}), wird die skalierte Zuflußfunktion $i(t)$ bis zum Zeitpunkt $t=0$ rückextrapoliert (beispielsweise mittels einer durch Regression im Intervall $t_{1a}>0$ bis t_2 nachgebildete Exponentialfunktion).

Die für die Berechnung des cerebralen Blutflusses CBV benötigte Indikatorkonzentration im Blut C_{Blut} wird nach folgender Formel berechnet, worin $AOD(t \rightarrow 0)$ dem aus der rückextrapolierten Funktion gewonnenen Wert der Amplitude der optischen Dichte für t gegen 0 entspricht (welcher gegenüber einem durch direkte Messung bestimmten Wert weniger stark von der Schärfe des ersten Signalpeaks nach Indikatorgabe abhängt):

$$C_{Blut} = \left(\frac{A_{OD}(t \rightarrow 0)}{A_{OD}(t < 0)} - 1 \right) \frac{\alpha_{Hb} C_{Hb}}{\alpha_{ICG}}$$

Darin ist α_{ICG} der Absorptionskoeffizient des Indikators, α_{Hb} der Absorptionskoeffizient des Hämoglobins und C_{Hb} die Hämoglobinkonzentration im Blut.

Das cerebrale Blutvolumen CBV wird als Quotient aus der Indikatorkonzentration im

Blut CBlut und der auf das cerebrale Gewebe bezogenen Indikatorkonzentration CGewebe berechnet, d.h.:

$$CBV = CGewebe / CBlut .$$

5 Der cerebrale Blutfluß CBF wird als Quotient aus dem cerebrale Blutvolumen CBV und der mittleren Transitzeit mtt, also nach der Formel

$$CBF = CBV / mtt$$

ermittelt.

10



15

20



25

30

05.04.2003

Universität Zürich
ETH Zürich

1651/58-DE

PATENTANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zur Messung des Blutflusses in einem Organ mit Hilfe eines injizierten Indikators, aufweisend
5 eine Strahlungsquelle zum Aussenden nahinfraroter Strahlung in Gewebe des Organs an einem ersten Ort,
einen Sensor zum Detektieren eines aus dem Gewebe des Organs austretenden Anteils der ausgesandten nahinfraroten Strahlung an einem zweiten Ort, und
10 eine Auswerteeinheit, welche den aus Gewebe des Organs austretenden Anteil der ausgesandten nahinfraroten Strahlung als Eingangssignal erfaßt, welches sich aus einem pulsatilen Anteil und einem nicht-pulsatilen Anteil zusammensetzt, und welche programmtechnisch zur Durchführung der folgenden Auswertungsschritte eingerichtet ist:
15 (a) Bestimmung der auf das Gewebe des Organs bezogenen Konzentration an injiziertem Indikator aus dem nicht-pulsatilen Anteil des Eingangssignals,
(b) iterative Ermittlung einer die Organdurchblutung charakterisierenden Zuflußfunktion $i(t)$ durch Variation einer mittleren Transitzeit mtt bis zum Erreichen eines Abbruchkriteriums,
20 (c) Bestimmung der auf das Blutvolumen in dem Organ bezogenen Konzentration an injiziertem Indikator aus dem pulsatilen Anteil des Eingangssignals und der iterativ ermittelten Zuflußfunktion $i(t)$,
(d) Berechnung des Blutvolumens in dem Organ als Quotient der auf das Gewebe des Organs bezogenen Konzentration an injiziertem Indikator und der auf das Blutvolumen in dem Organ bezogenen Konzentration an injiziertem Indikator,
25 und

(e) Berechnung des Blutflusses in dem Organ als Quotient des Blutvolumens in dem Organ und der mittleren Transitzeit mtt bei Erreichen des Abbruchkriteriums.

2. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei eine Skalierung der Zuflußfunktion $i(t)$ mittels aus dem pulsatilen Anteil des Eingangssignals bestimmten Werten vorgesehen ist.

5 3. Vorrichtung gemäß Anspruch 2, wobei die Bestimmung der auf das Blutvolumen in dem Organ bezogenen Konzentration an injiziertem Indikator eine Rückextrapolation der skalierten Zuflußfunktion $i(t)$ bis zum Injektionszeitpunkt des Indikators umfaßt.

10 4. Vorrichtung gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei im Rahmen der iterativen Ermittlung der Zuflußfunktion $i(t)$ jeder Iterationsschritt eine schrittweise näherungsweise Berechnung

15 der Zuflußfunktion $i(t)$ nach der Gleichung

$$i(t) = \frac{d}{dt} (C_{\text{Gewebe}}(t)) + o(t - t_k)$$

20 und der Abflußfunktion $o(t)$ mittels des Faltungsintegrals

$$o(t) = i(t) * g(t)$$

umfaßt,

25 worin $\frac{d}{dt} (C_{\text{Gewebe}}(t))$ ein Ausdruck ist, der die Änderung der auf das Gewebe des Organs bezogenen Konzentration an injiziertem Indikator beschreibt, für $o(t - t_k)$ der Wert der Abflußfunktion $o(t)$ zum Zeitpunkt $t - t_k$ einzusetzen ist, und $g(t)$ eine charakteristische Transportfunktion ist, in welche die mittlere Transitzeit mtt eingeht.

30 5. Vorrichtung gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Abbruchkriterium für die iterative Ermittlung der Zuflußfunktion $i(t)$ beinhaltet, daß das Minimum der iterativ ermittelten Zuflußfunktion $i(t)$ größer als ein Schwellenwert ist.

6. Vorrichtung gemäß Anspruch 2, wobei der Schwellenwert 0 ist.
7. Vorrichtung gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei das Abbruchkriterium für die iterative Ermittlung der Zuflußfunktion $i(t)$ beinhaltet, daß die Zuflußfunktion $i(t)$ als Summe einer endlichen Zahl von Funktionen darstellbar ist, welche der Form der Transportfunktion $g(t)$ ähnlich sind.
8. Vorrichtung gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei für die Bestimmung der auf das Blutvolumen in dem Organ bezogenen Konzentration an injiziertem Indikator ein mit zunehmender Indikatorkonzentration abnehmender Absorptionskoeffizient des Indikators angesetzt wird.
9. Vorrichtung gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Vorrichtung für die nichtinvasive Messung des Blutflusses des Organs ausgerüstet ist und Mittel zum Einstrahlen der nahinfraroten Strahlung durch die Haut am ersten Ort und Mittel zum Auffangen des austretenden Anteils der ausgesandten nahinfraroten Strahlung durch die Haut am zweiten Ort aufweist.
10. Vorrichtung gemäß Anspruch 9, wobei die Vorrichtung ferner Mittel zur lokalen Verminderung der Durchblutung der Haut am ersten Ort und am zweiten Ort durch Aufbringen lokal erhöhten Anpreßdrucks aufweist.
11. Vorrichtung gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die programmtechnische Einrichtung der Auswerteeinheit berücksichtigt, daß das Organ das Gehirn, der Blutfluß der cerebrale Blutfluß CBF, und das Blutvolumen das cerebrale Blutvolumen CBV ist.
12. Vorrichtung gemäß einem der vorangehenden Ansprüche, wobei der Indikator Indocyaningrün ist.

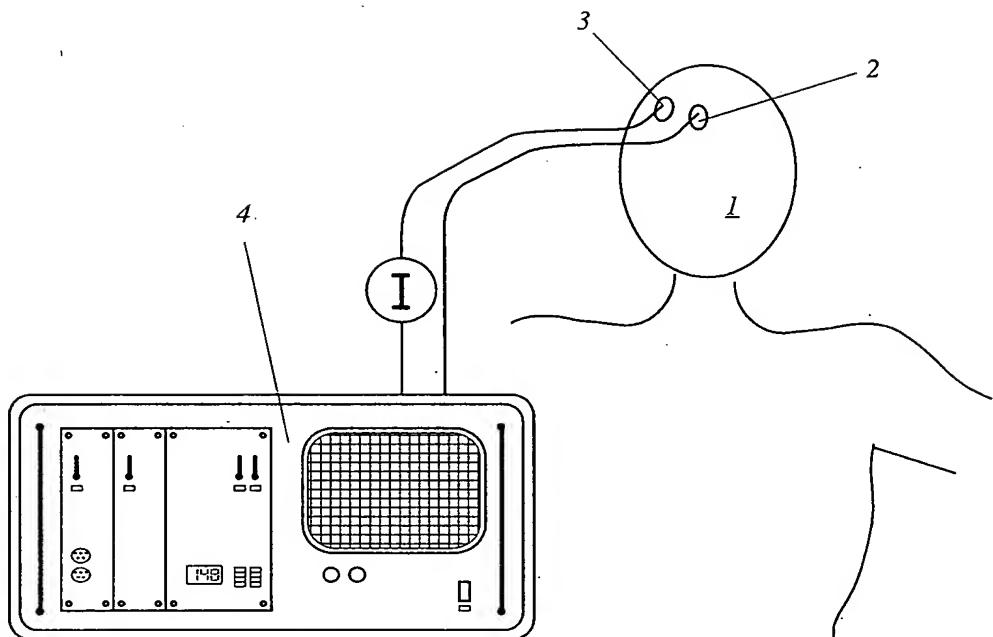


Fig. 1

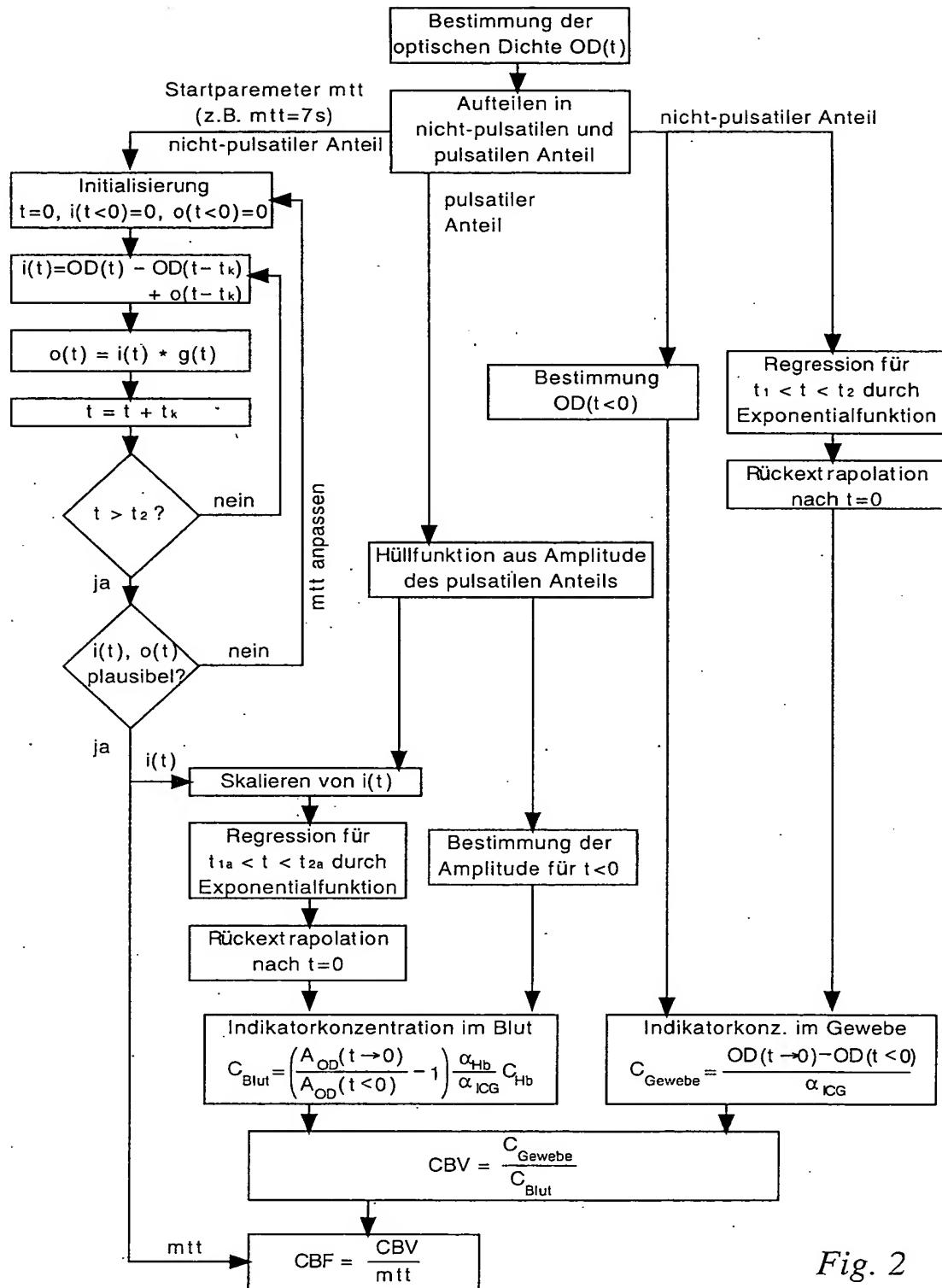


Fig. 2

05.04.2003

Universität Zürich
ETH Zürich

1651/58-DE

ZUSAMMENFASSUNG

Die Vorrichtung weist eine Strahlungsquelle zum Aussenden nahinfraroter Strahlung in cerebrales Gewebe, einen Sensor zum Detektieren aus dem Gewebe austretender Strahlung, und eine Auswerteeinheit auf. Die Auswerteeinheit erfaßt die austretende Strahlung als Eingangssignal, welches sich aus einem pulsatilen und einem nicht-pulsatilen Anteil zusammensetzt. Die Auswerteeinheit ist programmtechnisch zur Durchführung folgender Auswertungsschritte eingerichtet:

- 10 - Bestimmung der auf das Gewebe bezogenen Konzentration eines injizierten Indikators aus dem nicht-pulsatilen Anteil des Eingangssignals,
- iterative Ermittlung einer die cerebrale Durchblutung charakterisierenden Zuflußfunktion durch Variation einer mittleren Transitzeit bis Erreichen eines Abbruchkriteriums,
- 15 - Bestimmung der auf das cerebrale Blutvolumen bezogenen Indikatorkonzentration aus Zuflußfunktion und pulsatilem Signalanteil,
- Berechnung des cerebralen Blutvolumens als Quotient der auf das Gewebe bezogenen Indikatorkonzentration und der auf das cerebrale Blutvolumen bezogenen Indikatorkonzentration,
- 20 - Berechnung des cerebralen Blutflusses als Quotient des cerebralen Blutvolumens und der mittleren Transitzeit mtt bei Erreichen des Abbruchkriteriums, und
- Skalierung der Zuflußfunktion mittels aus dem pulsatilen Signalanteil bestimmten Werten.

25

(Figur 2)